

# ANÁLISE DA INFLUÊNCIA DA INTERFERÊNCIA DE RUÍDOS EM BIOAMPLIFICADOR DURANTE A AQUISIÇÃO DE SINAIS BIOLÓGICOS

*Elcio Levi Costa Ferreira<sup>1</sup>, Alderico Rodrigues de Paula Junior<sup>1</sup>*

<sup>1</sup>Universidade do Vale do Paraíba, Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento - IP&D  
São José dos Campos - SP, CEP 12244-000, Brasil; elcio.ferreira@vivax.com.br, alderico@univap.br

**Resumo-** O trabalho desenvolvido teve como objetivo o estudo da influência da rede elétrica em Bioamplificadores. Foi desenvolvido um Bioamplificador reconfigurável que permitiu analisar diversas formas de blindagens e circuitos de realimentação para o eletrodo de referência. Para cada configuração utilizada, o sinal gerado pelo Bioamplificador foi digitalizado a uma taxa de 1000 amostras por segundo e processado digitalmente por diversos algoritmos visando separar o sinal de interferência do sinal biológico adquirido. Verificou-se que a relação sinal/ruído variou de 37 (para o circuito com blindagem e realimentação) até 3 para um circuito simples.

**Palavras-chave:** Bioamplificador, eletrocardiograma, processamento digital de sinais, sinal biológico.

**Área do Conhecimento:** III - Engenharia

## Introdução

O eletrocardiograma é o registro da atividade elétrica do coração e é feito por um dispositivo eletrônico chamado de eletrocardiógrafo. O principal elemento do eletrocardiógrafo é o Bioamplificador. Entretanto, esse elemento é tido como uma caixa preta, e, em geral, os fabricantes fornecem pouca informação sobre a imunidade do equipamento a ruídos e interferências externas.

Trabalhos anteriores (DASKALOV; DOBREV, 2002), identificaram que um dos principais problemas do Bioamplificador é o ruído de modo comum induzido pela rede elétrica.

Este trabalho tem como objetivo analisar a influência da interferência externa em diversos tipos de Bioamplificador usando diferentes formas de blindagem e realimentação visando selecionar uma configuração adequada para diferentes aplicações. Visa ainda analisar a aplicação de software de processamento de sinais para reduzir a influência das interferências externas no Bioamplificador.

## Materiais e Métodos

Visando analisar a influência da interferência da rede elétrica em Bioamplificadores foi desenvolvido um sistema de aquisição de sinais ECG reconfigurável descrito na Figura 1.

O Bioamplificador foi constituído de três módulos: O amplificador de entrada (A1), o amplificador de realimentação (A2 e A3) e o módulo de filtragem e amplificação (A4). O amplificador de entrada é baseado no amplificador de instrumentação INA118 (BURR BROWN) que tem uma razão de rejeição de modo comum

(CMRR) maior que 90 dB e uma altíssima impedância de entrada em torno de 20 GΩ (MEETING VAN RIJN et al.,1996; WEBSTER, 1992) visando reduzir o ruído de modo comum devido ao descasamento de impedância dos eletrodos de entrada.

O ganho do amplificador é dado pela seguinte equação:

$$V_{saída} = G_D V_{biol} + \frac{G_D V_C}{CMRR} + G_D V_C \left( 1 - \frac{Z_{in}}{Z_{in} + Z_1 - Z_2} \right)$$

Onde:

$V_{saída}$  = Tensão de saída do amplificador;  
 $G_D$  = Ganho de modo comum do amplificador;  
 $V_{biol}$  = Tensão de entrada do sinal biológico;  
 $V_C$  = Tensão de entrada de modo comum;  
 $Z_{in}$  = Impedância de entrada do amplificador;  
 $Z_1$  = Impedância do eletrodo 1;  
 $Z_2$  = Impedância do eletrodo 2.

O amplificador de instrumentação utilizado permite tirar uma derivação que fornece a tensão de modo comum na entrada,  $V_{mce} = (V_1 - V_2) / 2$  onde  $V_1$  e  $V_2$  são as tensões nas entradas do amplificador em relação à referência do amplificador. O sinal  $V_{mce}$  é adquirido pelo amplificador A2 (que tem uma alta impedância de entrada para não interferir na ganho do amplificador de instrumentação) e depois é invertido e amplificado pelo circuito A3. O sinal gerado por A3 pode ser utilizado como sinal de realimentação para o eletrodo de referência visando minimizar o sinal de modo comum. A chave  $S_b$  permite selecionar diversas configurações para a blindagem dos cabos dos eletrodos e a chave  $S_r$  permite selecionar o sinal para o eletrodo de referência que pode ser ligado à referência do Bioamplificador ou ao circuito de realimentação.

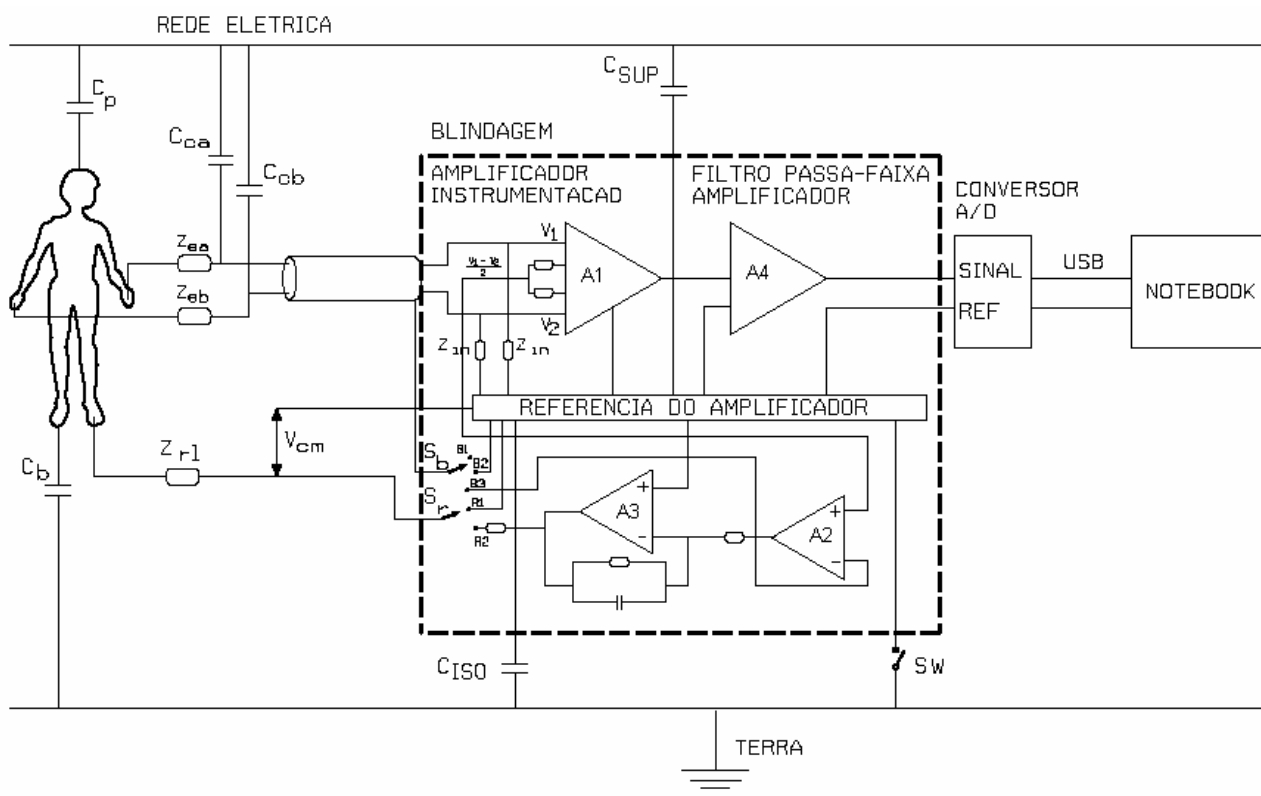


Figura 1: Diagrama elétrico dos principais estágios do Bioamplificador

O terceiro módulo do Bioamplificador é formado por filtros analógicos passa-faixa limitando a banda de passagem entre 0,5 e 340 Hz. Neste módulo o sinal filtrado é amplificado até nível compatível com o conversor A/D.

Para converter o sinal gerado pelo Bioamplificador para sinal digital foi utilizado o conversor A/D modelo NI USB-6008 da *National Instruments* que foi programado para adquirir dados a uma taxa de 1000 amostras por segundo com uma resolução de 12 bits. O sinal digitalizado é enviado para um *notebook* (que pode trabalhar com a bateria interna para redução do ruído) e processado digitalmente.

Visando reduzir a interferência com a rede elétrica, o Bioamplificador foi blindado através de uma caixa metálica e alimentado por duas baterias internas de 9 V. Foram utilizadas seis diferentes configurações do amplificador (Tabela 1) para aquisição dos sinais de ECG de um voluntário.

Tabela 1 – Configurações de Bioamplificador

Config.	Sb	Sr	Blindagem do cabo	Eletrodo de Referência
CF1	B1	R1	Sem Blind.	Ref. Amp
CF2	B1	R2	Sem Blind.	Amp. Real. (A4)
CF3	B2	R1	Ref. Amp. (A3)	Ref. Amp.
CF4	B2	R2	Ref. Amp. (A3)	Amp. Real. (A4)
CF5	B3	R1	Amp. Real. (A3)	Ref. Amp.
CF6	B3	R2	Amp. Real. (A3)	Amp. Real. (A4)

Um software foi desenvolvido a fim de processar digitalmente o sinal de ECG adquirido do Bioamplificador que apresenta as seguintes características:

- Um filtro passa-altas (PA), Butterworth de 4ª ordem, com frequência de corte em 0,5 Hz para retirada do nível CC;
- Um filtro passa-faixa (PF), Butterworth de 4ª ordem, com frequências de corte em 0,5 e 40 Hz com a finalidade de adquirir os principais componentes do ECG;
- Um filtro passa-faixa, Butterworth de 4ª ordem, com frequências de corte em 50 Hz

e 70 Hz com a finalidade separar o sinal de interferência da rede elétrica;

- Um filtro passa-altas, Butterworth de 4ª ordem, com frequência de corte em 70 Hz para separar o ruído de alta frequência.

Para cada configuração foi calculado a variância dos sinais filtrados e depois a relação sinal/ruído.

## Resultados

Para cada uma das 6 configurações foram adquiridos e processados sinais de um voluntário em um ambiente de laboratório com um bom aterramento. A Figura 2 apresenta a plotagem dos sinais filtrados para uma das configurações.

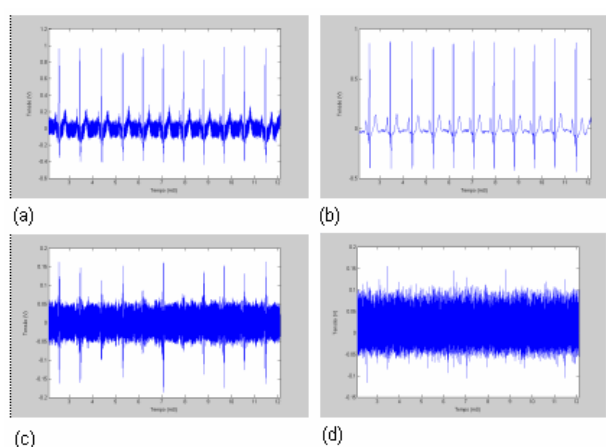


Figura 2: (a) Filtro PA em 0,5 Hz; (b) Filtro PF em 0,5 e 40 Hz; (c) Filtro PF em 50 e 70 Hz e (d) Filtro PA em 70 Hz.

A Tabela 2 apresenta a relação sinal/ruído para as diversas configurações.

Tabela 2 – Comparação entre as coletas

Configuração	Relação S/R
CF1	25,44
CF2	8,55
CF3	3,67
CF4	20,09
CF5	17,37
CF6	37,15

## Discussão

A Tabela 2 mostra uma grande diferença para a relação sinal/ruído das diversas configurações variando de 37,15 até 3,67.

A configuração que apresentou a pior relação sinal/ruído foi a que não utiliza blindagem nos cabos e o eletrodo de referência ligado a referência do Bioamplificador (CF3). Nota-se que a

blindagem do cabo que liga o paciente ao amplificador melhora razoavelmente a relação sinal/ruído. O amplificador de realimentação também fornece um ganho adicional na relação sinal/ruído. Não se verificou ganho significativo quando a blindagem era ligada aos primeiros estágios do amplificador (A2) de realimentação do amplificador.

Portanto, a melhor configuração foi obtida com a blindagem ligada ao amplificador (A2) e o eletrodo de referência ao amplificador de realimentação (A3).

Verificou-se também que o sinal de ECG filtrado na faixa de 0,5 a 40 Hz não apresentou diferença significativa entre as diversas configurações.

Constatou-se, que para análise não muito complexa que não necessita das componentes de alta frequência do ECG, como, por exemplo, a determinação do intervalo RR, não há necessidade de circuito de realimentação, nem da blindagem dos cabos, pois os filtros digitais são capazes de suprimir as interferências. Para as análises mais sofisticadas onde as componentes de alta frequência do ECG são importantes deve-se levar em consideração;

- Usar cabos blindados entre o paciente e o Bioamplificador;
- Blindar totalmente o amplificador utilizando pilhas no lugar de fonte;
- Utilizar um *notebook* com baterias internas durante a aquisição dos sinais;
- Adquirir os dados em um ambiente com baixa interferência (distante da rede elétrica).

## Conclusão

Analisando os resultados da Tabela 2 verificou-se que a utilização de blindagem e de circuitos de realimentação de modo comum eleva a relação sinal/ruído de 3,67 para um circuito simples para 37,15 para um Bioamplificador com blindagem e realimentação. Entretanto, como os principais componentes do sinal de ECG estão na faixa de 1 a 40 Hz constatou-se que o sinal de ECG pode ser separado do sinal de interferência de 60 Hz por filtros digitais e, portanto, para a análise não sofisticada do sinal do ECG como, por exemplo, determinação de intervalo RR não há necessidade de Bioamplificadores com circuito de realimentação e blindagem.

## Referências

- DASKALOV, I. K., DOBREV, D. Two-Electrode Biopotential with Current-Driven Inputs, **Med. Biol. Eng. Comput.**, 2002, 40, pp. 122–127.

- DOBREV, D. Two-Electrode Non-Differential Biopotential Amplifier. **Med. Biol. Eng. Comput.**, 2002, 40, 546–549.

- MEETING VAN RIJN, A.C.; A. PEPER; C.A. GRIMBERGEN. High Quality Recording of Bioelectric Events. I: Interference Reduction, Theory And Practice, **Med. & Biol. Eng. & Comput.**, VOL. 28, 1990. p.389-397.

- MEETING VAN RIJN, A.C.; A. PEPER; C.A. GRIMBERGEN. High Quality Recording of Bioelectric Events. II: Low Noise, Low-Power Multichannel Amplifier **Design, Med. & Biol. Eng. & Comput.**, VOL. 29, 1991. p.433-440.

- MEETING VAN RIJN, A.C.; A.P. KUIPER; T.E. DANKERS; C.A. GRIMBERGEN. Low-Cost Active Electrode Improves the Resolution in Biopotential Recordings. **In: Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society**: Amsterdam, VOL. 1, 1996. p. 101-102.

- WEBSTER, G. Medical Instrumentation – Application and Design. 2. ED. HOUGHTON MIFFLIN, BOSTON, 1992.